

⑤

Int. CL 2:

A 61 B 17/38

H 03 B 1/02

⑯ **BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND**



DT 25 04 280 A1

⑪

Offenlegungsschrift 25 04 280

⑫

Aktenzeichen:

P 25 04 280.2-35

⑬

Anmeldetag:

1. 2. 75

⑭

Offenlegungstag:

5. 8. 76

⑳

Unionspriorität:

⑳ ㉑ ㉒ ㉓

—

⑤4

Bezeichnung:

Vorrichtung zum elektrischen Gewebeschneiden in der Chirurgie

⑦1

Anmelder:

Meinke, Hans Heinrich, Prof. Dr., 8035 Gauting;
Flachenecker, Gerhard, Prof. Dr.-Ing., 8012 Ottobrunn;
Fastenmeier, Karl, Prof. Dr.-Ing.; Landstorfer, Friedrich, Dr.-Ing.;
8000 München; Lindenmeier, Heinz, Dr.-Ing., 8033 Planegg

⑦2

Erfinder:

gleich Anmelder

Prüfungsantrag gem. § 28 b PatG ist gestellt

DT 25 04 280 A1

Vorrichtung zum elektrischen Gewebe-
schneiden in der Chirurgie

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zum Schneiden und / oder Koagulieren menschlichen Gewebes mit Hilfe elektrischer Hochfrequenzströme zur Anwendung in der Chirurgie. Die Erfindung ist allgemein anwendbar zum Schneiden von Materialien, die dem menschlichen Gewebe ähnlich sind, die also bei hinreichender Erwärmung dampf- oder gasförmige Produkte abgeben und bei hohen Frequenzen genügend Leitfähigkeit besitzen oder Dielektrika mit hinreichend hohen Verlusten sind, so daß sie sich durch hochfrequente Ströme erwärmen lassen.

Es ist ein in der Chirurgie bekanntes Verfahren, menschliches Gewebe mit Hilfe von Sonden in Form dünner Drähte oder dünnwandiger Messer zu zerschneiden, wobei man dem Gewebe über die genannte Sonde einen hochfrequenten Wechselstrom zuführt. Fig. 1 zeigt den hochfrequenten Stromkreis. Hierbei ist der den Strom liefernde Generator 1 über die Zuleitung 2 an die Sonde 4 und über die Zuleitung 3 und eine Elektrode 5 an eine geeignete Stelle des menschlichen Körpers 6 angeschlossen. Die dünne Sonde berührt den Körper an der zu schneidenden Stelle mit einem sehr geringen Querschnitt und läßt dadurch an der Berührungsstelle eine sehr große Stromdichte entstehen. Wegen der bei hochfrequenten Strömen relativ großen Verlustwiderstände des menschlichen Gewebes entsteht durch die Wechselströme eine Erwärmung des Gewebes, insbesondere wegen der hohen Stromdichte in der unmittelbaren Umgebung der Berührungsstelle der Sonde. Sofern das Gewebe wasserhaltig oder fetthaltig ist, also aus Substanzen besteht, die bei höheren Temperaturen verdampfen, erzeugt der

Wechselstrom in der Umgebung der Berührungsstelle der Sonde bei hinreichender Stärke ein Verdampfen im Gewebe, wodurch auch die Zellwände zerstört werden. Hierdurch entsteht eine Trennung des Gewebes an der Berührungsstelle. Durch Nachschieben der Sonde kann so ein stetiges Schneiden erreicht werden.

Es ist bekannt, daß nach dem genannten Verfahren ein unblutiges Schneiden erreicht werden kann. Dies beruht darauf, daß durch die Erwärmung des durchschnittenen Gewebes ein Verkochen des Eiweißes und ein Schließen der durchschnittenen Kapillaren erreicht wird. Falls größere Blutgefäße durchschnitten werden, ist es üblich, einen Verschuß der Blutgefäße dadurch herbeizuführen, daß die Sonde gewisse Zeit an der betreffenden Stelle angehalten wird, um eine entsprechend ausgedehnte Erwärmung des Gewebes, der Aderwände und des Blutes zu erreichen.

Im Moment des Verdampfens des Wassers oder des Fettes geht die unmittelbare Berührung zwischen Sonde und Gewebe verloren, und zwischen Sonde und Gewebe entsteht eine gasförmige Trennschicht. Durch diese gasförmige Trennschicht fließt der hochfrequente Strom in Form eines Lichtbogens, der eine sehr hohe Temperatur besitzt und durch Strahlungswärme eine hohe Temperatur im umgebenden Gewebe erzeugt. Dies führt bei stärkerer und längerer Einwirkung zu einer Eiweißzersetzung größeren Umfangs, insbesondere zur Entstehung giftiger Eiweißformen, die den nachfolgenden Heilungsvorgang erheblich beeinträchtigen. Ferner zersetzt der Lichtbogen auch das Gas, durch das er fließt, wobei insbesondere ein Wasserstoff/Sauerstoffgemisch, Knallgas genannt, entsteht. Bei

Anwendung hochfrequenter Ströme zum Gewebeschneiden sind mehrfach gefährliche Knallexplosionen beobachtet worden.

Die Einstellung der richtigen Stromstärke des hochfrequenten Stromes ist sehr kritisch, weil einerseits das Schneiden nur bei Gasbildung eintritt, andererseits der Lichtbogen weitgehend vermieden werden muß, aber auch für den schnellen Verschuß der Blutgefäße ausreichende Wärmemengen verfügbar sein müssen, ohne daß im Idealfall der Lichtbogen brennt.

Ferner ist das menschliche Gewebe nicht gleichförmig, und der Schnitt führt im zeitlichen Ablauf nacheinander durch Zonen verschiedenartigen Gewebes, z.B. durch stark wasserhaltige Bereiche, durch wasserarmes Narbengewebe, durch Fett und durch Schwarten. Es wechseln also beim Schneiden der elektrische Widerstand des Gewebes, die Energiezufuhr und die Gasbildung, so daß bei unregelmäßigem Generator zeitweise viel Gasbildung und starker Lichtbogen entstehen, zeitweise aber auch keine ausreichende Erwärmung und ein Stillstand des Schneidprozesses eintritt. Während des Schneidens muß daher oft die Amplitude des Hochfrequenzstromes verändert werden. Die Erfahrung zeigt, daß die zur Zeit übliche Einstellung des Stromes durch das Bedienungspersonal kaum optimale Einstellungen ergibt und daß der operierende Arzt durch die laufend erforderlichen Anweisungen zur Stromregulierung von wichtigeren Aufgaben abgelenkt wird.

Aufgabe der Erfindung ist es, die Stromstärke des Hochfrequenzstromes durch einen automatischen und hinreichend schnellen Regelvorgang so einzustellen, daß jederzeit diejenige Stromstärke besteht, die einerseits eine für den

Schneid- bzw. Koagulationsvorgang geeignete Erwärmung des Gewebes sicherstellt, andererseits aber das Entstehen von Lichtbögen schädlichen Ausmaßes verhindert.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß eine oder mehrere Anzeigeeinrichtungen vorhanden sind, die laufend oder in gewissen Zeitabständen den Zustand des Schneid- bzw. Koagulationsvorganges in Form eines oder mehrerer elektrischer Signale anzeigen, und eine Regelungsvorrichtung vorhanden ist, der das elektrische Signal der Anzeigeeinrichtung und ein Sollwertprogramm aus einem Sollwertgeber zugeführt ist und die aus diesen beiden Daten eine Regelspannung ableitet, und der den hochfrequenten Wechselstrom liefernde Generator so ausgebildet ist, daß die Stromstärke des Hochfrequenzstromes durch die Regelspannung auf den durch das Sollwertprogramm vorgeschriebenen Wert eingestellt ist.

Die Anzeigeeinrichtung kann alle bekannten physikalischen Vorgänge verwenden, beispielsweise den Lichtbogen optisch beobachten und mit Hilfe eines opto-elektrischen Wandlers daraus das elektrische Signal gewinnen. Vorteilhaft erscheinen jedoch rein elektrische Meßmethoden, beispielsweise solche, die den elektrischen Widerstand des hochfrequenten Stromkreises oder die dem Schneid- bzw. Koagulationsvorgang durch den Hochfrequenzstrom zugeführte Energie beobachten.

Fig. 2 zeigt ein einfaches Beispiel einer Vorrichtung, die den Schneid- und Koagulationszustand direkt über die vorhandenen Zuleitungen 2 und 3 beobachtet. 7 ist die Anzeigeeinrichtung, die in die Zuleitung 2 und 3 eingeschaltet ist. Die in der Anzeigeeinrichtung als elektrisches Signal entstehende Anzeige wird über die Anzeigeleitung 11 der

Regeleinrichtung 8 zugeführt. Der Regeleinrichtung werden ferner die Daten des Sollwertprogramms aus dem Sollwertgeber 9 zugeführt. Über die Regelleitung 10 wird im Generator 1 der an die Schneidvorrichtung abgegebene Hochfrequenzstrom eingestellt. Das Sollwertprogramm wird vom Arzt entsprechend dem Operationsvorgang ausgewählt.

Die Anzeigeeinrichtung beobachtet eine oder mehrere Größen. In jedem Fall muß die Anzeigeeinrichtung das Vorhandensein und die Stärke des Lichtbogens messen und anzeigen, denn die Begrenzung des Ausmaßes des Lichtbogens auf ungefährliche Werte ist eine wesentliche Bedingung für die optimale medizinische Wirkung des Verfahrens nach der Erfindung. Andererseits ist die Voraussetzung eines Schneidens mit brauchbaren Schneidgeschwindigkeiten eine ausreichende Gasbildung, bei der das Auftreten eines geringen Lichtbogens unvermeidlich ist. Bei kleinen Stromstärken entsteht kein Lichtbogen, weil die zwischen Sonde und Gewebe bestehende Wechselspannung zur Lichtbogenbildung nicht ausreicht, also auch kein Schneiden eintritt. Mit wachsender Stromstärke des hochfrequenten Stromes setzt die Lichtbogenbildung schlagartig bei derjenigen Stromstärke ein, bei der Scheitelwert der genannten Wechselspannung die erforderliche Zündspannung erreicht. Dies wird als Einsatzpunkt des Lichtbogens bezeichnet. Der Einsatzpunkt hängt von der Beschaffenheit des Gewebes an der Berührungsstelle der Sonde ab. Diese kritische Stromstärke darf für längere Zeit beim Schneidvorgang nicht wesentlich überschritten werden, wenn Eiweißverbrennung vermieden werden soll.

Im Rahmen der Erfindung ist das Sollwertprogramm des Regelvorgangs stets auf den Einsatzpunkt des Lichtbogens als

Bezugspunkt ausgerichtet. Beispielsweise erzeugt bei konstantem Schneidvorgang ohne größere Koagulationsvorgänge der Sollwert des Regelvorgangs eine Stromstärke des hochfrequenten Stromes, die dauernd nur wenig über dem Einsatzpunkt des Lichtbogens liegt, sich also bei wechselnden Eigenschaften des geschnittenen Gewebes dauernd am Einsatzpunkt des Lichtbogens orientiert. Falls größere Koagulationsvorgänge stattfinden, so wird ein Koagulations - Sollwertprogramm mit zeitlich veränderlichen Stromstärken verwendet, bei dem der zeitweise auftretende Maximalwert der Stromstärke des Hochfrequenzstroms auf den Einsatzpunkt des Lichtbogens bezogen wird.

Hieraus folgt, daß ein sehr genaues Anzeigeverfahren für den Einsatzpunkt und die Stärke des Lichtbogens verwendet werden muß, wenn das Schneid- und Koagulationsverfahren optimal arbeiten soll. Im folgenden wird eine vorteilhafte Anzeigeeinrichtung für eine sehr genaue Messung des Einsatzpunktes und der Stärke des Lichtbogens beschrieben. Zwischen der schneidenden Sonde 4 und dem zu schneidenden Gewebe 6 liegt die vom speisenden Generator 1 erzeugte Wechselspannung, die den Strom von der Sonde ins Gewebe treibt. In denjenigen Zeiten, in denen der Momentanwert der Spannung klein ist, besteht kein Lichtbogen. Nähert sich die Spannung ihrem Scheitelwert und ist dieser Scheitelwert ausreichend hoch, so entsteht bei einer bestimmten Spannung ein Lichtbogen, der beim darauffolgenden Abnehmen der Spannung wieder verschwindet. Der Lichtbogen brennt, wenn er überhaupt brennt, also nur in einem Teil der Periode des Wechselvorganges, ändert während dieser Zeit den Widerstand des Stromkreises und beeinflusst dementsprechend den Stromverlauf. Man kann also zur Messung des Lichtbogens entweder die Änderung des Widerstan-

des oder die Änderung des Stromes oder die Änderung der Spannung durch den Lichtbogen verwenden.

Eine bevorzugte Ausführungsform der Anzeigeeinrichtung beruht auf der Änderung des Stromverlaufs durch den Lichtbogen. Sobald der Lichtbogen brennt, wird der Stromverlauf durch das Auftreten von Stromkomponenten, deren Frequenz ein Vielfaches der Betriebsfrequenz ist und die als "Harmonische" bezeichnet werden, verzerrt. Da die Verzerrungsvorgänge in der positiven und in der negativen Halbperiode des Stromes etwa gleich sind, treten fast nur ungeradzahlige Harmonische, vorzugsweise die dreifache Betriebsfrequenz als Verzerrung auf. Das Ausmaß dieser Verzerrung wächst mit wachsendem Ausmaß des Lichtbogens. Eine Messung der in dem hochfrequenten Wechselstrom enthaltenen harmonischen Verzerrung ergibt daher eine Anzeige des Ausmaßes des Lichtbogens, die für die Verwendung im Rahmen der Erfindung besonders geeignet ist.

Weil das Schneidverfahren mit sehr geringen Lichtbögen arbeiten soll, ist es wichtig, auch geringe harmonische Stromkomponenten messen zu können. Da der in Fig. 1 dargestellte Stromkreis in Form des Lichtbogens nur einen relativ kleinen Widerstandsanteil hat, der harmonische Verzerrungen erzeugt, ist der zu messende und zur Anzeige zu bringende Anteil der harmonischen Stromkomponenten insgesamt klein und in der gleichen Größenordnung wie die harmonischen Stromkomponenten, die die üblichen Generatoren sowieso liefern. Ein wichtiger Bestandteil der Anzeigeeinrichtung 7 für die harmonischen Komponenten ist daher das in Fig. 3 gezeichnete Filter 12, das so ausgebildet ist, daß es den Strom auf der Betriebsfrequenz nahezu ungehindert durchläßt, aber Ströme auf den harmo-

nischen Frequenzen nahezu vollständig sperrt und so verhindert, daß der Generator die in seinem Strom üblicherweise enthaltenen harmonischen Stromkomponenten in die Schneidvorrichtung liefert. Der zwischen 4 und 6 brennende Lichtbogen ist ein weiterer Generator harmonischer Stromkomponenten, die gemessen und angezeigt werden sollen. Da in dem Stromkreis hinter dem Filter 12 neben den zu messenden harmonischen Stromkomponenten des Lichtbogens relativ große Ströme der Betriebsfrequenz fließen, ist ein weiteres Filter 15 vorgesehen derart, daß dadurch die Wirkungen der Ströme auf der Betriebsfrequenz von dem Messgerät 16, in dem die harmonischen Stromkomponenten gemessen werden, ferngehalten werden.

Hierbei kann man beispielsweise hinter dem Filter 15 die harmonische Stromkomponenten mit einem bekannten Hochfrequenz - Strommesser 16 messen. In einer solchen Messanordnung ist es vorteilhaft, das Ausgangstor 13 - 14 des Filters 12 für die harmonischen Frequenzen mit einer sehr niedrigen Impedanz auszustatten, damit der Stromkreis der harmonischen Stromkomponenten des Lichtbogens möglichst niederohmig wird und der Lichtbogen möglichst große harmonische Stromkomponenten erzeugt.

Weil mit den heute bekannten Mitteln die trägheitsarme Anzeige von Wechselspannung leichter durchzuführen ist, als die Anzeige von Wechselströmen, wird das Filter 12 in einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung so gestaltet, daß sein der Schneidvorrichtung zugewandtes Ausgangstor 13 - 14 eine hohe Impedanz für die anzuzeigenden harmonischen Frequenzen hat. Dann verursachen die von dem Lichtbogen erzeugten harmonischen Stromkompo-

nenten zwischen den Punkten 13 und 14 entsprechend hohe harmonische Spannungskomponenten. Diese werden in der Schaltung der Fig. 4 am Ausgang 13 - 14 des Filters 12 abgenommen und über ein Filter 17 zu einem Hochfrequenz - Spannungsmesser 18 bekannter Art geführt. Das Filter 17 hindert die Spannung der Betriebsfrequenz am Erreichen des Messgerätes.

Wenn die Frequenz des Generators 1 genau definiert und stabil ist, ist das Filter 15 bzw. 17 ein schmalbandiger Bandpaß, der im wesentlichen nur eine harmonische Frequenz, vorzugsweise die dritte Harmonische, durchläßt.

Wenn die Frequenz des Generators 1 nicht sehr genau definiert ist, verwendet man ein Filter mit entsprechend größerem Durchlaßbereich, wodurch die Frequenzselektion schlechter ist als beim schmalbandigen Filter. In einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung verwendet man dann als Filter 15 bzw. 17 ein Filter mit Hochpaßcharakter, das alle harmonischen Komponenten durchläßt. Hierdurch wird die zu messende Spannung der Harmonischen durch Summenbildung größer und besser meßbar, allerdings durchweg auch die Selektion der Betriebsfrequenz schlechter als beim schmalbandigen Bandpaß.

Um den Einsatzpunkt des Lichtbogens sicher und genau messen zu können, benötigt man einen Spannungsmesser, der auch noch kleine Spannungen linear anzeigt. In einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ist daher der Spannungsmesser ein linearer Diodengleichrichter mit vorgeschaltetem Verstärker, dessen Bandbreite dem Frequenzbereich der zu messenden harmonischen Komponenten angepaßt ist.

In einer vorteilhaften Ausführungsform der Erfindung ist das in den Regelvorgang eingebrachte Sollwertprogramm eine konstante, vom Arzt eingestellte Sollspannung. Die Regelung erfolgt im einfachsten Fall so, daß das der Regeleinrichtung auf dem Wege 11 in Form einer Spannung zugeführte Signal mit Hilfe der Regelung auf dieser Sollspannung gehalten wird. Eine solche Anordnung dient zum Schneiden mit weitgehend konstanter Schneidgeschwindigkeit, weil nahezu unabhängig von der Beschaffenheit des Gewebes der hochfrequente Strom stets so eingeregelt ist, daß ein geringer Lichtbogen nahezu konstanten Ausmaßes brennt. Durch die Größe der eingestellten Sollspannung kann die Erwärmung des Gewebes und dadurch die während des Schneidens auftretende Koagulation dem Blutinhalte des Gewebes angepaßt werden, sofern keine größeren Blutgefäße durchschnitten werden.

Wenn das Gewebe größere Neigung zum Bluten besitzt und durch den Schneidvorgang keine ausreichende Koagulation erzielt wird, wird das Sollwertprogramm so gestaltet, daß Schneidintervalle und Koagulationsintervalle in einstellbarer Folge und mit einstellbarer Zeitdauer aufeinander folgen. Während in den Schneidintervallen die Regelung auf den Sollwert des Lichtbogens nach dem vorher beschriebenen Verfahren erfolgt, wird während der Koagulationsintervalle mit einer gegenüber den Schneidintervallen verminderten Stromstärke des Hochfrequenzstromes gearbeitet derart, daß in den Koagulationsintervallen der Lichtbogen aussetzt und daher auch kein Schneiden eintritt. In den Koagulationsintervallen bleibt daher die Sonde relativ zum Gewebe an der gleichen Stelle stehen und erwärmt dadurch das Gewebe in einem gewissen Bereich auf die zum Koagulieren größeren Bereiche erforderliche Temperatur.

Das Wirken des Hochfrequenzstroms richtet sich also im wesentlichen danach, um wieviel die Stromstärke jeweils unterhalb oder oberhalb des Einsatzpunktes des Lichtbogens liegt. Schneidet man ein Gewebe mit verschiedenartigen Eigenschaften, so ändert sich entsprechend die Stromstärke, bei der der Lichtbogen einsetzt, und daher auch die zu fordernde Stromstärke des Schneid- oder Koagulationsvorgangs. In einer vorteilhaften Ausführungsform der Erfindung wird daher die Stromstärke des Sollwertprogramms nicht als absolute Größe vorgegeben, sondern als relative Größe, bezogen auf den jeweiligen Einsatzpunkt des Lichtbogens.

Hierbei unterscheidet sich die Gestaltung des Sollwertprogramms im Schneidintervall und im Koagulationsintervall. Im Schneidintervall brennt stets ein kleiner Lichtbogen, so daß die Anzeigeeinrichtung stets ein Signal abgibt, mit dessen Hilfe das Sollwertprogramm abgewickelt werden kann. Im Koagulationsintervall wird normalerweise kein Lichtbogen brennen, also kein Signal der Anzeigeeinrichtung vorhanden sein. Wenn sich dann die Eigenschaften des Gewebes ändern, z.B. durch die Erwärmung bei der Koagulation oder durch Änderung der Netzspannung des Hochfrequenzgenerators, so gibt es in der Regeleinrichtung kein Kriterium für den Einsatzpunkt des Lichtbogens, solange der Lichtbogen nicht brennt.

In einer vorteilhaften Ausführungsform der Erfindung wird daher das Sollwertprogramm während der Koagulationsintervalle so gestaltet, daß der Strom in gewissen Zeitabständen kurzzeitig bis zum Einsatzpunkt des Lichtbogens hochgesteuert ist. Fig. 5 zeigt einen typischen Zeitverlauf der Stromstärke I des Hochfrequenzstromes. Die gestrichelte Kurve ist der Zeitverlauf des Einsatzpunktes des

Lichtbogens in einem Gewebe veränderlicher Zusammensetzung. Die ausgezogene Kurve ist der wirkliche Verlauf des Stroms, der nach einem Sollwertprogramm geregelt ist. Hierbei sind a die Zeitintervalle des Schneidens, in denen der Strom oberhalb des Einsatzpunktes des Lichtbogens liegt, b sind die Zeitintervalle des Koagulierens, in denen der Strom unterhalb des Einsatzpunktes des Lichtbogens liegt, c sind die Zeitpunkte, in denen die Stromstärke während des Koagulationszustandes kurzzeitig bis zum Einsatzpunkt des Lichtbogens hochgesteuert ist. Sobald der Strom in einem Zeitpunkt c den Einsatzpunkt erreicht, wird die betreffende Stromstärke gemessen und als Standardstromstärke des Sollwertprogramms in die Regelung eingefügt, d.h. das Sollwertprogramm durch einen geeigneten Befehl auf diesen Standardwert des Stromes nachgestellt und das nachfolgende Programm läuft nach diesem neuen Standardwert ab. Das Sollwertprogramm enthält also lediglich Daten, die die Abweichung des Stromes von diesem Standardwert festlegt. Beim Aufsuchen des Einsatzpunktes in den Zeitpunkten c ist zu beachten, daß der Lichtbogen nach der Einstellung der zum Einsatzpunkt gehörenden Stromstärke nicht sofort beginnt, sondern eine gewisse Entwicklungszeit, z.B. 1 Millisekunde, benötigt. In einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung wird daher der Anstieg der Stromstärke am Ende des Zeitintervalls b bis zum Einsatzpunkt c so langsam eingestellt, daß sich der Lichtbogen zum richtigen Zeitpunkt einstellt. Ist der Anstieg zu schnell, so würde die Stromstärke zunächst über den Einsatzpunkt hinaus ansteigen, bevor der Lichtbogen beginnt. Besonders günstig ist es, für die Auffindung des genauen Einsatzpunktes, wenn man den Anstieg des Stroms treppenförmig verlaufen läßt

und jede Treppenstufe auf annähernd konstanter Stromstärke hält und ihre Zeitdauer etwas länger macht, als die zum Einsatz des Lichtbogens benötigte Entwicklungszeit.

Dann beginnt der Lichtbogen auf der Stufe, die zum genauen Einsatzpunkt gehört. Vorteilhaft ist es insbesondere, das Sollwertprogramm und den Regelvorgang nach digitalen Prinzipien zu gestalten, d.h. bei treppenförmigem Stromverlauf die Dauer jeder Stufe gleich lang oder gleich einem jeweils vorgeschriebenen Vielfachen einer Standardzeitdauer zu machen. Der Sollwertgeber 9 enthält dann in an sich bekannter Weise einen Taktgeber, der die Stufendauer, bzw. Standardzeitdauer bestimmt. Die Höhe der Stufen wird vom Operateur fest eingestellt entsprechend den Erfordernissen des Operationsvorgangs und der Stufendauer. Eine logische Schaltung erzeugt das Sollwertprogramm und bestimmt, ob und mit welchem Vorzeichen sich der Strom in den vom Taktgeber festgelegten Stufenzeiten ändert. Ferner enthält die Regeleinrichtung 8 eine Schaltung, die in den Einstellzeitpunkten c den Bezugspegel des Sollwertprogramms auf den dann gemessenen Einsatzpunkt des Lichtbogens einstellt.

Es gibt Fälle, in denen die Blutung sehr stark ist und das Gewebe dementsprechend durch das fließende Blut gekühlt wird. Dann benötigt man besonders große Wärmemengen, um die durchschnittene Ader zu schließen. In einer vorteilhaften Ausführungsform der Erfindung ist daher für solche Fälle vorgesehen, eine besonders große Wärmemenge kurzzeitig dem Gewebe dadurch zuzuführen, daß die Stromstärke des Hochfrequenzstroms während des Koagulationsintervalls impulsförmig über den Einsatzpunkt des Lichtbogens erhöht wird, aber jeweils nur für eine so

2504280

- 14 -

kurze Zeit, daß Schneiden nicht eintritt und sich die
sehr starke Erhitzung auf die Oberfläche des Gewebes in
der Umgebung der Sonde beschränkt.

609832/0506

. 15 .

P a t e n t a n s p r ü c h e

- 1) Vorrichtung zum Schneiden und/oder Koagulieren menschlichen Gewebes mit Hilfe eines elektrischen Hochfrequenzstroms, bei der der Hochfrequenzstrom dem menschlichen Gewebe (6) von einem Generator (1) über eine Sonde (4) in Form dünner Drähte oder dünnwandiger Messer und eine Zuleitung (3) zur Elektrode zugeführt ist, dadurch gekennzeichnet, daß eine oder mehrere Anzeigeeinrichtungen (7) vorhanden sind, die laufend oder in gewissen Zeitabständen den Zustand des Schneid- bzw. Koagulationsvorgangs in Form eines oder mehrerer elektrischer Signale anzeigt, und eine Regeleinrichtung (8) vorhanden ist, der das elektrische Signal der Anzeigeeinrichtung und ein Sollwertprogramm aus einem Sollwertgeber (9) zugeführt ist und die aus diesen beiden Daten eine Regelspannung ableitet, und der den Hochfrequenzstrom liefernde Generator (1) so ausgebildet ist, daß die Stromstärke des Hochfrequenzstroms durch die dem Generator zugeführte Regelspannung auf den durch das Sollwertprogramm vorgeschriebenen Wert eingestellt ist.
- 2) Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Leuchterscheinung des durch den Hochfrequenzstrom zwischen der Sonde (4) und dem Gewebe (6) erzeugten Lichtbogens mit Hilfe eines opto - elektrischen Wandlers, z.B. einer Photozelle, in das elektrische Signal der Anzeigeeinrichtung umgewandelt wird.
- 3) Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die dem Schneid- bzw. Koagulationsvorgang durch den Hochfrequenzstrom zugeführte Energie durch die Anzeigeeinrichtung festgestellt und daraus das elektrische Signal

gewonnen wird.

- 4) Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der momentane Widerstand des hochfrequenten Stromkreises von der Anzeigeeinrichtung festgestellt und daraus das elektrische Signal gewonnen wird.
- 5) Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der momentane Strom des hochfrequenten Stromkreises von der Anzeigeeinrichtung festgestellt und daraus das elektrische Signal gewonnen wird.
- 6) Vorrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß durch die Anzeigeeinrichtung aus dem momentanen Strom ein elektrisches Signal für den Einsatzpunkt und die Stärke des durch den Hochfrequenzstrom erzeugten Lichtbogens gewonnen wird.
- 7) Vorrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß der im Einsatzpunkt des Lichtbogens bestehende Scheitelpunkt des Hochfrequenzstroms als Bezugswert des Sollwertprogramms dient und das Sollwertprogramm nur die Abweichungen der Stromstärke des Hochfrequenzstroms von diesem Bezugswert festlegt.
- 8) Vorrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß der Einsatzpunkt und die Stärke des Lichtbogens mit Hilfe der Stärke der im Hochfrequenzstrom enthaltenen Ströme der harmonischen Frequenzen gemessen wird.
- 9) Vorrichtung nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Anzeigeeinrichtung ein Filter (12) enthält, das zwischen

- 3 -
14.

Generator und Schneidvorrichtung liegt und Ströme der Betriebsfrequenz durchläßt und Ströme der harmonischen Frequenzen sperrt und die Messung der Ströme der harmonischen Frequenzen an dem dem Generator abgewandten Ausgangstor (13, 14) des Filters erfolgt.

- 10) Vorrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß das zwischen Generator und Schneidvorrichtung liegende Filter (12) zwischen seinen dem Generator abgewandten Ausgangsklemmen (13, 14) für die zu messenden harmonischen Frequenzen eine niedrige Impedanz besitzt und die dem Lichtbogen erzeugten Ströme der harmonischen Frequenzen mit einem Hochfrequenz - Strommesser gemessen werden, der selektiv nur die Ströme einer oder mehrerer oder aller zu messenden harmonischen Frequenzen mißt.
- 11) Vorrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß zwischen dem Hochfrequenz - Stromkreis und dem Hochfrequenz-Strommesser (16) ein Filter (15) liegt, das die Ströme der Betriebsfrequenz sperrt und die Ströme der zu messenden harmonischen Frequenzen durchläßt.
- 12) Vorrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß das zwischen Generator und Schneidvorrichtung liegende Filter (12) zwischen seinen dem Generator abgewandten Ausgangsklemmen (13, 14) für die zu messenden harmonischen Frequenzen eine hohe Impedanz besitzt und die vom Lichtbogen zwischen diesen Ausgangsklemmen erzeugten Spannungen einer oder mehrerer oder aller harmonischen Frequenzen mit einem Hochfrequenz - Spannungsmesser gemessen werden, der selektiv nur die Spannungen der zu messenden harmonischen Fre-

- 4 -

18.

quenzen mißt.

- 13) Vorrichtung nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß zwischen den Ausgangsklemmen (13, 14) des zwischen Generator und Schneidvorrichtung liegenden Filters (12) und dem Hochfrequenz - Spannungsmesser (18) ein Filter (17) liegt, das die Spannung der Betriebsfrequenz vom Hochfrequenz - Spannungsmesser fernhält und die Spannungen der zu messenden harmonischen Frequenzen durchläßt.
- 14) Vorrichtung nach Anspruch 11 oder 13, dadurch gekennzeichnet, daß das zwischen dem hochfrequenten Stromkreis und dem Meßgerät liegende Filter (15, bzw. 17) ein Bandpaß mit kleiner Bandbreite ist und nur eine harmonische Frequenz, vorzugsweise die dreifache Betriebsfrequenz, durchläßt.
- 15) Vorrichtung nach Anspruch 11 oder 13, dadurch gekennzeichnet, daß das zwischen dem hochfrequenten Stromkreis und dem Hochfrequenz - Meßgerät liegende Filter (15, bzw. 17) ein Hochpaß ist und mehrere oder alle harmonischen Frequenzen im Hochfrequenz - Meßgerät ausgewertet werden.
- 16) Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß ein linearer Hochfrequenz - Spannungsmesser, vorzugsweise die Kombination eines Verstärkers und eines Diodengleichrichters, verwendet wird.
- 17) Vorrichtung nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, daß das Sollwertprogramm eine Sollspannung liefert und die Anzeigevorrichtung das elektrische Signal in Form einer Spannung liefert und die Regelung der Stromstärke des Hochfre-

quenzstroms so erfolgt, daß die Signalspannung der Anzeigeeinrichtung in der Nähe der Sollspannung bleibt.

- 18) Vorrichtung nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, daß das Sollwertprogramm eine zeitlich konstante Sollspannung liefert.
- 19) Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Sollwertprogramm eine zeitlich veränderte Spannung liefert, die so gestaltet ist, daß abwechselnd Zeitintervalle bestehen, in denen eine zum Schneiden erforderliche Stromstärke des Hochfrequenzstromes besteht, und Zeitintervalle, in denen ein zum Koagulieren erforderliche Stromstärke des Hochfrequenzstromes besteht.
- 20) Vorrichtung nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, daß während der Zeitintervalle b des Koagulierens in gewissen Zeitabständen die Stromstärke bis zum Einsatzpunkt c des Lichtbogens erhöht wird und die Anzeigevorrichtung durch ihr Signal den Einsatz des Lichtbogens mitteilt, und die beim Einsatz des Lichtbogens bestehende Stromstärke des Hochfrequenzstromes als Normstrom für die Einstellung des Sollwertprogramms dient und das Sollwertprogramm den zeitlichen Verlauf des Sollwerts bezogen auf diesen Normstrom festlegt.
- 21) Vorrichtung nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, daß die Veränderung der Stromstärke des Hochfrequenzstromes in Stufen erfolgt und in jeder Stufe die Stromstärke annähernd konstant ist und die Mindestlänge der Stufe gleich der Zeit ist, die bei konstanter Stromstärke des Hochfrequenzstromes

zum Entstehen des Lichtbogens erforderlich ist.

- 22) Vorrichtung nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, daß der Sollwertgeber einen Taktgeber besitzt und die Stufendauer gleich oder gleich einem ganzzahligen Vielfachen der Taktzeit des Taktgebers ist.
- 23) Vorrichtung nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, daß der Sollwertgeber eine logische Schaltung enthält, die festlegt, ob und mit welchem Vorzeichen die einzelne Stufe vollzogen wird.
- 24) Vorrichtung nach Anspruch 20, dadurch gekennzeichnet, daß während der zum Koagulieren dienenden Zeitintervalle die Stromstärke des Hochfrequenzstroms impulsförmig über den Einsatzpunkt des Lichtbogens erhöht ist, wobei die Zeitdauer dieses Stromimpulses so klein gewählt ist, daß entweder während dieser Zeitdauer kein Lichtbogen entsteht oder keine merkliche Eiweißzersetzung durch den Lichtbogen entsteht.

21
Leerseite

2504280

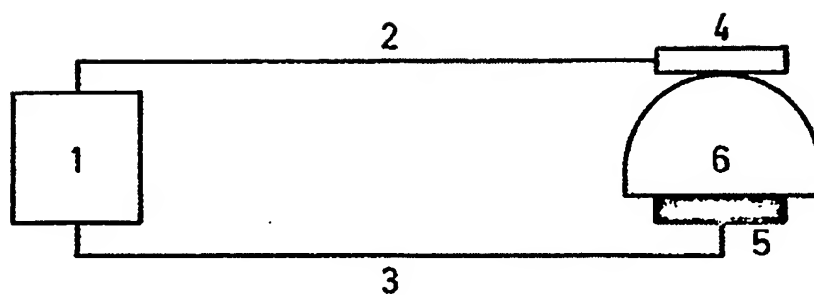
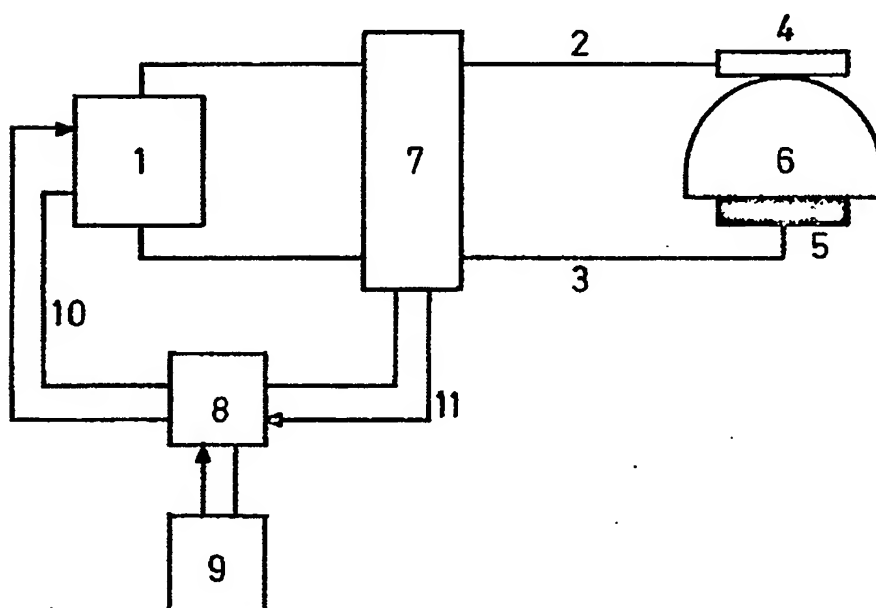


Fig. 1



X Fig. 2

609832/0506

A01B

17-50

AT:01.02.1975

OT:05.08.1976

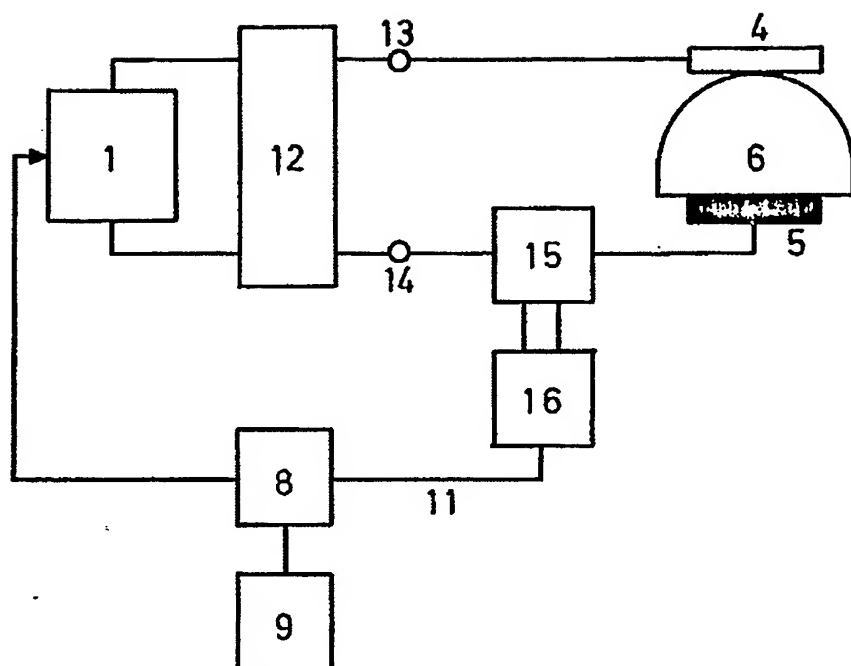


Fig. 3

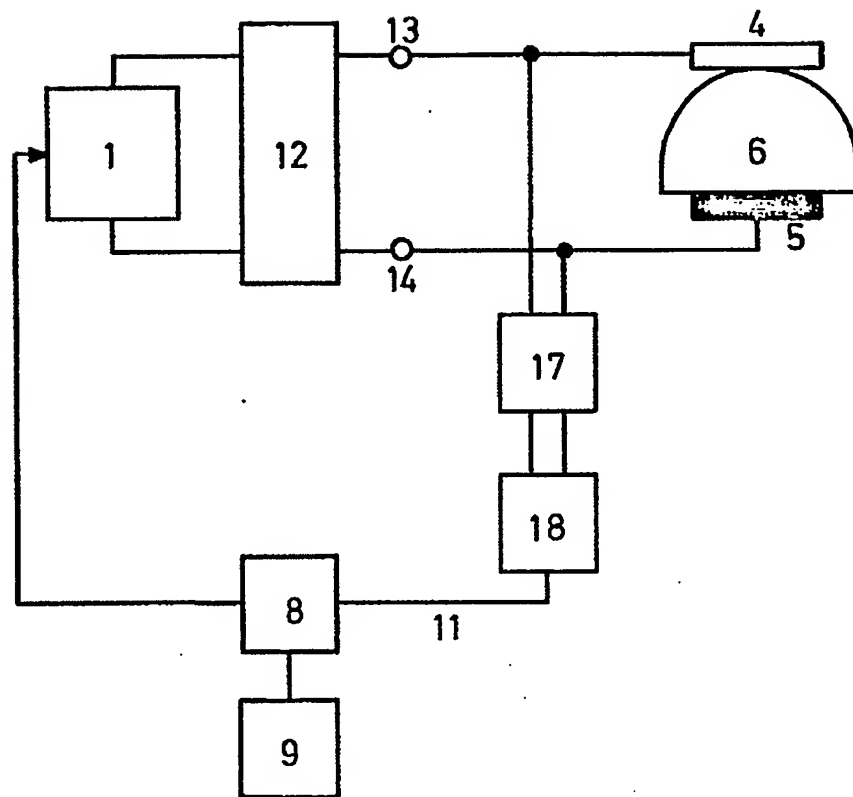


Fig. 4

2504280

• 24.

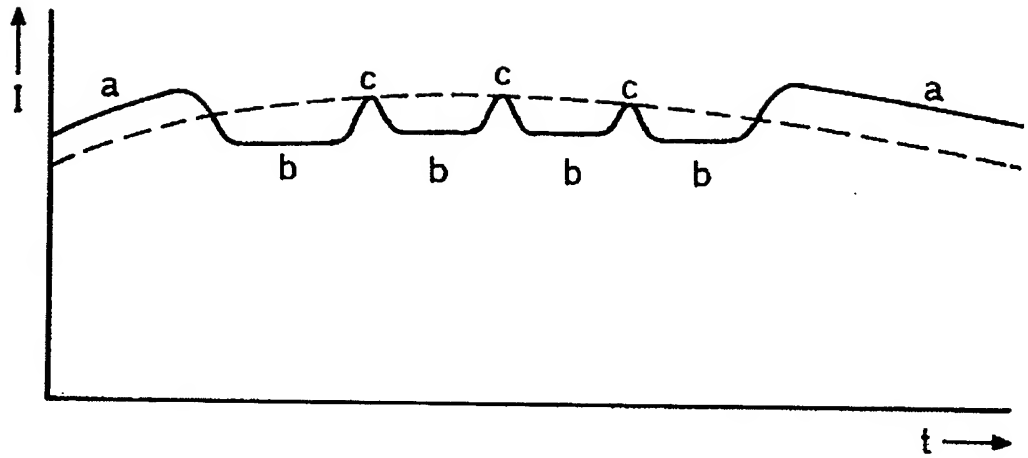


Fig. 5

609832/0506

DT 25 04 280 A1

51 International Classification A 61 B 17/38

19 **FEDERAL REPUBLIC OF GERMANY**

GERMAN PATENT OFFICE

11 **Publication Document 25 04 280**

21 Reference: P 25 04 280.2-35

22 Application Date: 2/1/75

43 Publication date: 8/5/76

30 Union Priority

32 33 31

54 Title: device to cut tissue electrically during surgery

71 Applicant: Meinke, Hans Heinrich, Prof. Dr., 8035 Gauting; Flachenecker, Gerhard, Prof. Dr.-Engr., 8012 Ottobrunn; Fastenmeier, Karl, Prof. Dr.-Engr., Landstorfer, Friedrich, Dr.-Engr., 8000 Munich; Lindenmeier, Heinz, Dr.-Engr., 8033 Planegg

72 Inventors: Same as Applicants

Testing application per § 28b PatG¹ has been submitted.

¹ Translator's Note: PatG = Patentgesetz = German Patent Law

The invention concerns a device to cut and/or coagulate human tissue with the help of electrical high frequency current for application in surgery. The invention is generally applicable for cutting material similar to human tissue, i.e., it emits vaporous or gaseous products when adequately heated, and that it possesses adequate conductivity at high frequencies, or that it possesses insulating properties with adequately high losses, so that they are heated by high frequency current.

It is a known surgical procedure to cut human tissue with the help of sondes in the form of thin wires or thin blades whereby one applies high-frequency alternating current via the named sonde. Figure 1 shows the high frequency current circuit. For this, the generator 1 supplying the current via the supply line 2 to the sonde 4 and via the supply line 3 to an electrode 5 is connected to a suitable location on a human body 6. The thin sonde contacts the body at the location to be cut with a very small surface area, and thereby allows accumulation of a very high current density at the contact location. Because of the relatively large resistance loss of human tissue for high-frequency current, heating of the tissue occurs because of the alternating current, particularly because of the high current density in the immediate vicinity of the sonde contact location. To the extent that the tissue contains water or fat, i.e., it contains a substance that emits vapor at higher temperatures, alternating current at adequate strength causes vaporization within the tissue in the vicinity of the sonde contact location, thereby destroying cell walls. This causes separation of the tissue at the contact location. Displacement of the sonde causes constant cutting.

Patent Claim 1:

Device to cut and/or to coagulate human tissue with the help of an electrical high-frequency (HF) current in which the HF current is applied to the human tissue (6) from a generator (1) via a sonde (4) in the form of thin wires or thin-walled cutting blades, and a supply line (3) is provided to the electrode,

characterized in that

one or more display devices (7) are present that provide the status of the cutting or coagulation procedure continuously or at specific time intervals in the form of one or several electrical signals, and a regulation device (8) is present to which the electrical signal from the display device and a nominal-value program from a nominal-value sensor (9) is provided, and that derives a regulating voltage from these two pieces of data, and the generator (1) providing the HF current is configured so that the current strength of the HF current is adjusted to the value pre-determined by nominal-value program by means of the regulating voltage supplied to the generator.

THIS PAGE BLANK (SP10)